

#7

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-98982

⑬ Int. Cl.

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成1年(1989)4月17日

G 01 S 15/89
A 61 B 8/14

B-6903-5J
8718-4C

審査請求 未請求 請求項の数 13 (全6頁)

⑮ 発明の名称 超音波装置と物体の超音波測定を行なう方法

⑯ 特 願 昭63-194676

⑰ 出 願 昭63(1988)8月5日

優先権主張 ⑱ 1987年8月12日 ⑲ 米国(US) ⑳ 084,228

⑳ 発 明 者 トマス・マイケル・パーク アメリカ合衆国、カリフォルニア州、ランチョ・コードバ、ドレセット・ドライブ、10460番

㉑ 出 願 人 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタディ、リバーロード、1番

㉒ 代 理 人 弁理士 生沼 徳二

明 細 書

1. 発明の名称

超音波装置と物体の超音波測定を行なう方法

2. 特許請求の範囲

1. 検査する対象に超音波を送信すると共に、それから超音波を受信する変換器手段と、

該変換器手段に結合されていて、狭帯域超音波を放出する様に前記変換器手段を駆動するパルス駆動手段と、

前記変換器手段に結合されていて、前記対象内の複数個の目標区域に対する差分後方散乱強度を決定する処理手段とを有する超音波装置。

2. 前記狭帯域超音波の10dB帯域幅が約20%未満の範囲内である請求項1記載の超音波装置。

3. 前記処理手段が、前記パルス駆動手段によって駆動されて複数個のバースト長を持つ複数個の別々の狭帯域バーストからの強度測定値の組合せに基づいて、各々の目標区域に対応する後方散乱強度を決定する様になっている請求項1記載の超音波装置。

4. 前記処理手段が、前記パルス駆動手段によって駆動されて複数個の基本周波数を持つ複数個の別々の狭帯域バーストからの強度測定値の組合せに基づいて、各々の目標区域に対応する後方散乱強度を決定する様になっている請求項1記載の超音波装置。

5. 各々のバーストの10dB帯域幅が約20%未満の範囲内である請求項3記載の超音波装置。

6. 各々のバーストの10dB帯域幅が約20%未満の範囲内である請求項4記載の超音波装置。

7. 前記処理手段が少なくとも1つの目標区域に対する後方散乱強度の循環的な変化を決定する様になっている請求項1記載の超音波装置。

8. 検査する対象に超音波を送信し、且つそれから超音波を受信する変換器手段と、

該変換器手段に結合されていて、各々のバーストの基本周波数の予定のサイクル数に対応する可変長を持つ超音波バーストを放出する様に前記変換器手段を駆動するパルス駆動手段と、

前記変換器手段に結合されていて、前記対象内

の複数個の目標区域に対する超音波パラメータを決定する処理手段とを有し、該パラメータの値が、異なるバースト長を用いて得られた測定値の組合せに基づいて、各々の目標区域に対応している超音波装置。

9. 前記パルス駆動手段が1つの基本周波数で前記変換器手段を駆動し、前記処理手段が測定値の平均値を決定する請求項8記載の装置。

10. 対象の超音波測定を行なう方法に於て、約20%未満の範囲内の10dB帯域幅を持つ狭帯域超音波エネルギーを用いて対象を音響探索し、測定のために前記対象内の複数個の目標容積を選択し、

各々の目標容積に対する差分後方散乱強度を決定する工程を含む方法。

11. 前記決定する工程が、複数個の相異なるバースト長を持つ複数個のバーストを用いて各々の目標容積を照会することを含む請求項10記載の方法。

12. 前記決定する工程が、複数個の基本周波

数を持つ複数個のバーストを用いて各々の目標容積を照会することを含む、各々の目標容積に於ける後方散乱強度の値が、相異なる周波数のバーストからの強度の値の組合せから決定される請求項10記載の方法。

13. 対象の超音波検査を行なう方法に於て、第1の基本周波数 f_1 で後方散乱強度の測定値 N を求め、

第2の基本周波数 f_2 で後方散乱強度の測定値 N を求め、

A, B, C及びDを予定の定数として、次の式

$$W_1 = N(f_1)D - N(f_2)B$$

$$W_2 = N(f_2)A - N(f_1)C$$

に従って係数 W_1 及び W_2 の内の少なくとも一方に対する解を見つけ、前記対象内の夫々の目標区域に係数の値を割当てる工程を含む方法。

3. 発明の詳細な説明

発明の背景

この発明は一般的に医療診断用の作像のための超音波装置、更に特定して言えば、音響探索する組

- 3 -

織の単位容積当たりの差分後方散乱断面積の測定と表示に関する。

医療用超音波に役立つ音響パラメータは、不連続部に於ける反射、容積後方散乱係数、吸収係数及びドップラー周波数偏移を含む。こう云うパラメータの超音波による測定が、種々の組織を特徴づけると共に、像を構成する為の根拠となる。反射形作像（外因性測定値を使う）が従来診断用超音波の主な基礎であったが、組織の場所を突止めて特徴づけるのと、病理の検出には、内因性パラメータが役立つことが判った。

後方散乱係数は作像及び特徴づけに於ける効用が研究されており、診断上役に立つ定量的なデータを提供することが判った。然し、組織の病理は必ずしも後方散乱係数の絶対的な測定値から容易に明らかではない。例えば、広帯域後方散乱データをフィルタにかけて、病的な組織を同定する為に、後方散乱係数の周波数依存性を見つけることが必要になることがある。

役に立つ情報を得る点で診断モードが成功する

- 4 -

かどうかは、組織に照会して、信号対雑音比（SNR）を最大にして音響データを収集することが出来るかどうかにかかっている。然し、鏡面反射、信号の相関、均質でない減衰及びその他の要因により、一般的には超音波後方散乱の測定ではSNRが低い。

従って、この発明の主な目的は、定量的な後方散乱データを収集する方法と装置を提供することである。

別の目的は、定量的な後方散乱データによる組織の特徴づけ及び診断を改善することである。

別の目的は、超音波に対する内因性音響パラメータの測定に於ける信号対雑音比を改善することである。

この発明の別の目的は、物体の後方散乱強度及び依存性の局所的な変動を検出することである。

発明の要約

上記並びにその他の目的が、正常な組織及び病気の組織を区別する為に、選ばれた容積の組織又は器官にわたる差分後方散乱を測定して、後方散

- 5 -

- 6 -

乱の時間的及び周波数依存性を検出する超音波装置によって達成される。

例として云うと、正常な及び病的な心筋組織の後方散乱の測定値の間には、超音波による検出及び作像が出来る位のコントラストが存在する。梗塞組織は局所的なコラゲン量が増加する所で後方散乱が大きくなると共に、正常な心筋組織に比べて、賦活性キナーゼの欠乏並びに局所的なコラゲン濃度に関係する信号の減衰の増加がある。重傷の局所貧血性心筋（例えば局所的な血流が80%減少）は、後方散乱が約5dB増加するが、減衰が減少する。更に、心収縮期末が発生する近くに最小値を持ち、心拡張期末が発生する近くに最大値を持つ正常な心筋の後方散乱強度に存在する循環的な変動が、局所貧血性組織では弱体化する。従って、心臓の音響探査する組織の単位容積当たりの差分後方散乱断面図の作像並びに組織の種々のボビュレーションから得られるその時間的並びに／又は周波数依存性により、種々の病理区域を検出することが出来る。

- 7 -

にその他の目的及び利点は、以下図面について説明する所から最もよく理解されよう。

発明の詳しい説明

第1図について説明すると、配列にした複数個の変換器素子で構成される受信／送信変換器10が、パルス駆動装置12及び復調器及び信号処理装置13を含むフロントエンド処理装置11に結合される。更に超音波装置が中間処理装置15、表示処理装置16及び表示装置17を含む。パルス駆動装置12が変換器配列10を付勢して、対象内のベクトル角度に沿って音響探査する受信モードでは、変換器配列10によって検出された信号が復調器及び信号処理装置13に結合されるが、これが公知の形で動作して、位相に影響されない加算された同相信号I及び加算された直角信号Qを発生する。

中間処理装置15が信号I及びQに基づいて、後方散乱強度を決定する。任意の所望の形式で表示装置17に显示する為に、この強度又はその他の後方散乱の特徴が表示処理装置16に供給され

この発明では、後方散乱強度の統計的な変動を少なくすると共に、組織の地域化を改善する為に、狭帯域の照会信号を用いることにより、後方散乱の測定値の信号対雑音比が改善される。狭帯域信号を使うことにより、信号処理に距離ゲート作用の必要もなくなる。更に、長さ又はサイクルが変化する狭帯域パーストを反復的に点弧することにより、ベクトル角を動かさずに、目標容積の略相關性のない測定値を求めて組合せることにより、SNRが更に改善される。

この発明の別の一面では、相異なる基本周波数を持つ複数個の逐次的な狭帯域照会パーストを用いて測定値を求め、組織を弁別する別の手段として、細胞及び実質の組織の構造からの散乱の寄与の組合せにより、組織を特徴づける。即ち、後方散乱係数の周波数依存性を用いて、経験的に導き出されたモデルに従って、組織の構造のコントラストを推測する。

この発明の新規な特徴は特許請求の範囲に具体的に記載してあるが、この発明の構成、作用並び

- 8 -

る。診断上の効用があるこの他の後方散乱のパラメータは、測定して表示することが出来る後方散乱強度の時間的な変化（例えば、心臓組織では、心収縮期及び心拡張期の間の差）を含む。別の例は、組織の構造の変化を検出する為に使われる、後方散乱係数の周波数依存性であるが、これは後で説明する。

この発明の好ましい実施例では、局在化した差分後方散乱係数に従って、組織の種々のボビュレーションを分離することにより、目標の器官内の病巣の様な組織の特徴を検出することが出来る。各々の分解された点に於ける後方散乱係数を、1種類又は更に多くの周波数で測定することにより、病巣を検出するのに使われるデータを発生すると共に、診断を確認する2次情報を供給し、又は例えば追跡検査或いは処置の為に病巣の場所を突止める。

器官の超音波による照会が第2図に示されている。変換器10が心臓20に向って超音波エネルギーを送信する。送信された超音波21が心臓20

- 9 -

- 10 -

と相互作用して、後方散乱波 22 を発生する。この発明の好ましい実施例では、表示装置 17 に心臓 20 の典型的な B モード像を表示する。その後、同じ像区域に対して局在化した差分後方散乱情報を収集し、(例えば種々の色を追加することにより) B モード像を重ねて、心臓 20 内の病巣 23 を検出することが出来る様にする。この代りに、局在化した後方散乱係数だけに対応する 2 次元 (2D) B モード像を用いてもよい。

生理学的な組織では、後方散乱の原因となる実際の散乱要素並びにその隔たりは判っていない。組織の小さな容積にある散乱要素 (例えば 1 cc) を検査する場合、組織のサンプルの後方散乱断面 (即ち、後方散乱強度) の独立の測定値は、組織の構造の為に、大きな統計的な変動がある。1 つの目標区域の独立の測定値のこの変動は、後方散乱強度に基づいて、組織のボビュレーションを分離することを困難にし又は不可能にする。この発明では、送信される超音波エネルギーに狭帯域周波数を使うことにより、一層大きな散乱要素の容積

を選択し、一貫性のある強度の測定値及び一層よい信号対雑音性能が得られることが判った。

この発明の狭帯域装置の改善された信号対雑音性能は、各々の後方散乱要素 (即ち、目標容積) に関連した散乱要素の容積が一層大きい為 (散乱数)、後方散乱強度の変動が減少することによるものである。単位容積当たりの散乱要素の平均数は、ポアソン分布に従い、後方散乱強度の変動が、実効的な散乱要素の容積内にある散乱要素の平均数の平方根に比例する。従って、100 個の散乱要素を含む実効的な散乱要素の容積では、強度測定値の標準偏差は約 30% になる。1000 個の散乱要素を含む一層大きな実効的な散乱要素の容積は、強度の標準偏差を 10% に改善する。従って、この発明の狭帯域装置によると、信号対雑音比、並びに組織のボビュレーションを分離する能力が改善される。

この発明の狭帯域の送信は、広帯域装置に存在する周波数依存性及び相互作用を減少することにより、横方向及び深さの地域化を改善すると云う

- 11 -

別の利点がある。成分周波数の間の干渉による広帯域効果がこの発明では避けられる。

第 3 図には、この発明の狭帯域送信に対する 1 例の周波数スペクトルが示されている。狭帯域信号が基本周波数 f_0 を中心としている。狭帯域エネルギー送信を限定することが出来るかどうかは、パルス駆動装置の通過帯域特性と、照会パースト中の基本周波数のサイクル数とに関係する。この発明では、後方散乱された全てのエネルギーが基本周波数から来たものと見なすことが出来る様に、帯域幅は十分狭い。第 3 図に示す様に、-10 dB の帯域幅の分数は約 20% 未満にする。更に、帯域幅の分数を 10 乃至 20% の好ましい値にすると、優れた狭帯域の結果が得られる。

この発明では、各々の目標容積に対する後方散乱データを収集する為に、長さが変化する狭帯域パーストを反復的に点弧することにより、各々の目標容積に対して受信する SNR が更に改善される。例えば、3 又は更に多くのサイクルからなる照会パーストを使う時、数メガヘルツの範囲内の

- 13 -

- 12 -

基本周波数を用いる装置で、狭帯域性能が得られる。3 サイクルからなる第 1 の照会パーストを、同じ目標容積に対するこの後の 5 サイクルからなるパースト長と共に平均することが出来る。パースト長が変ることにより、受信振幅の統計が変り、照会用のベクトル角度を動かさずに、後方散乱強度の略独立の推定値が得られる。各々の独立の測定値が部分的に相関性を持たず、信号平均値の SNR を改善する。パースト長又はサイクルの変化により、照会ビームのスペクトル内容が若干変わると共に、信号に寄与する散乱要素の容積が変化する。好ましい実施例では、2.5 MHz の基本周波数で、7、9 及び 11 サイクルからなる別々の照会パーストを用いて、部分的に相関性を持たない 3 つの測定値を求めるが、これらは目標容積の約 2.5 個の独立のサンプルに相当する。3.5 MHz の基本周波数では、10、13 及び 16 サイクルのパースト長を用いてよい結果を収めた。

この発明の別の一面では、独立の相関性のない推定値を生ずる後方散乱強度の測定値が、狭帯域

- 14 -

送信を用いた別々の逐次的な測定で複数個の基本周波数で求められた。即ち、第1の基本周波数で1つ又は更に多くの照会を行ない、これはサイクル数が増化するバーストを含んでいてよい。第2の基本周波数で求められた他の測定値を第1の基本周波数の測定値と組合せて、後方散乱強度に対する値を発生する。

更にこの発明では、複数個の後帯域周波数に於ける後方散乱の測定値を用いて、組織の目標区域に対する後方散乱の周波数依存性を見つける。この周波数依存性により、細胞及び実質的な散乱要素のポビュレーションからの相対的な後方散乱の寄与によって、組織を特徴づけることが出来る。周波数 f の関数としての後方散乱係数 N は次の式をモデルとすることが出来る。

$$N(f) = W_1 f + W_2 f^4$$

ここで W_1 及び W_2 は、夫々組織内のミー領域散乱対象及びレーレー形散乱対象を表わすと考えられる、経験的に導き出された係数である。

$N(f)$ が2種類の周波数(例えば、2.5

MHz及び3.6 MHz)で測定される時、2つの方程式が得られ、 W_1 及び W_2 の解は行列を用いて見つけることが出来る。 $f_1 = 2.5$ MHz及び $f_2 = 3.6$ MHzの場合、解は次の通りである。

$$W_1 = N(2.5 \text{ MHz}) D - N(3.6 \text{ MHz}) B$$

$$W_2 = N(3.6 \text{ MHz}) A - N(2.5 \text{ MHz}) C$$

ここで $A = 2.5$ 、 $B = 3.6$ 、 $C = 3.9$ 、 $D = 1.68$ である。

従って、 W_1 及び W_2 を決定することによって、組織の主な2つのポビュレーション(即ち細胞及び実質)を区別することが可能であり、 W_1 並びに W_2 の値に対応する像が、組織の構成の表示になる。

第4図には、この発明の改良を実施する中間処理装置15の好ましい形式が示されている。位相に影響されない和I及び和Q信号が、フロントエンド処理装置11からダウン・サンブラ及び大きさ検出器30に供給される。この検出器が矩形窓の畳込み積分を通じて、サンプルを減らす。ダウン・サンプリングを行なったI及びQ信号が、ダ

- 15 -

ウン・サンブラ及び大きさ検出器30で自乗された後加算されることが好ましい。検出器30の出力がデジタル・フィルタ31のフィルタ作用を受けて、受信した強度情報の帯域幅を狭くする。バッファ32が基本周波数 f_1 を持つバーストに対応する、フィルタにかけられた後方散乱測定値を受取る。予定数の測定値(例えば3個)がバッファ32に記憶された時、測定値を正規化回路33で正規化する(即ち、平均する)。測定値が1種類の基本周波数だけで求められた場合、正規化回路33からの平均した後方散乱測定値が算術回路34を変更されずに通過して、表示処理装置16に送られる。その後情報が、希望に応じて、像として、像の重ねとして又は像のヒストグラムとして、表示装置17に显示される。

周波数依存性 W_1 又は W_2 を見つける為に、複数個の基本周波数で測定値が求められた場合、第2の基本周波数 f_2 で求められた測定値がバッファ35に送られる。複数個の f_2 測定値が正規化回路36で平均される。この後、正規化回路33

- 16 -

及び正規化回路36からの正規化された推定値が算術回路34で処理される。算術回路34が前に述べた加重係数A乃至Dを用いて特徴抽出装置として作用する。これらの係数は、基本周波数によって決定され、例えばルックアップ・テーブルに記憶されている。

この発明の特定の構成では、心臓内の1ccの目標セルの間で、平均後方散乱レベルの4dBの変化を検出することが出来る。装置は、目標セル当たり10個の独立のサンプルを組合せることにより、十分な特定性及び感度を達成する。強度測定値は5mmの間隔(ベクトル角度又は深さ)で容易に求められる。各々の後方散乱画素で別々の3種類のバースト長(2.5個の独立の測定値に相当する)を使うことにより、1ccの目標容積内に必要な10個のサンプルを達成することは容易である。目標セルの平均後方散乱断面に対して求められた値の不確実さは、1つのサンプルしか使わない場合の不確実さの1/3に減少する。従って、差分後方散乱強度に基づいて、組織のポビュレーション

- 17 -

- 18 -

を分離することが可能である。

以上説明した様に、この発明は組織の差分後方散乱ポビュレーションを検出する際に高い感度及び特定性を持つ医療診断モードを提供した。狭帯域の駆動周波数（1種類又は複数）を使うことにより、各々の深さの所で信号に寄与する散乱要素の容積が増加する。散乱容積が大きいことにより、目標容積内の後方散乱断面積の信号対雑音比が一段よい測定値が得られる。照会パーストの異なる長さを使うことにより、特定のベクトル角度及び深さに対する散乱推定値の部分的な独立性が達成される。更に、複数個の狭帯域の基本周波数を逐次的に使うことにより、信号対雑音性能が改善されると共に、後方散乱係数の周波数依存性に基づいて組織のポビュレーションを分離する手段になる。この発明は、対象内の単位容積当たりの後方散乱断面積の局所的な変動を検出することが出来るが、超音波によるその他の内因性音響パラメータの検出にも同じ様に用いることが出来る。

この発明の好ましい実施例を図面に示して説明

したが、この実施例は例に過ぎないことを承知されたい。この発明の範囲内で、当業者であれば、種々の変更が考えられよう。従って、特許請求の範囲は、この発明の範囲内に含まれるこの様な全ての変更を包括するものであることを承知されたい。

4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明を実施した超音波装置のブロック図、

第2図は超音波像の収集の様子を示す図、

第3図はこの発明で使われる送信の帯域幅を示すグラフ、

第4図は第1図の中間処理装置を詳しく示すブロック図である。

主な符号の説明

- 10：変換器
- 12：パルス駆動装置
- 15：中間処理装置

特許出願人ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
代理人 (7630) 生 沼 徳 二

— 19 —

— 20 —

